(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-99132

(43)公開日 平成11年(1999)4月13日

(51) Int.Cl. ⁶		識別記号	FΙ		
A 6 1 B	5/0432		A 6 1 B	5/04	3 1 4 A
	5/0402				310A
	5/044				314G

審査請求 未請求 請求項の数7 FD (全 6 頁)

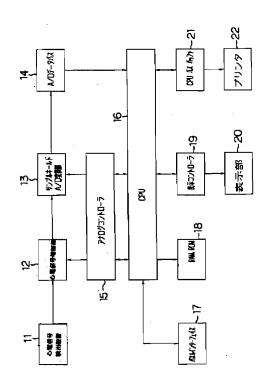
(21)出願番号	特顯平9-278027	(71)出顧人	000004112 株式会社ニコン	
(22)出顧日	平成9年(1997)9月26日	(72)発明者	東京都千代田区丸の内3丁目2番3号 今井 基勝 東京都千代田区丸の内3丁目2番3号 株 式会社ニコン内	
		(74)代理人	弁理士 井上 義雄	

(54) 【発明の名称】 心電信号処理方法及びその装置

(57)【要約】

【課題】 客観的で正確な解析及び判断を行うことのできる心電信号処理装置を提供する。

【解決手段】 この心電信号処理装置は、被検者から心電信号を得るための心電信号検出装置11と、前記心電信号を所定のタイミングでサンプルホールドしてサンプルデータを得るサンプルホールド部13と、前記データについてFFT解析を行う解析部16と、前記FFT解析の結果に基づいて心電信号の評価を行う評価部16と、前記評価の結果を表示する表示部20,22とを具備する。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】被検者から心電信号を得るステップと、 前記心電信号を所定のタイミングでサンプルホールドし てサンプルデータを得るステップと、

前記データについてFFT解析を行うステップと、 前記FFT解析の結果に基づいて前記心電信号の評価を 行うステップと、

前記評価の結果を伝達するステップと、を含む心電信号 処理方法。

【請求項2】前記心電信号を増幅し、その増幅された心 10 電信号をデジタル信号に変換してから前記サンプルデー タを得る請求項1記載の心電信号処理方法。

【請求項3】前記FFT解析により得られた低次元成分 の波形値と高次元成分の波形値との間に閾値を設定し、 前記高次元成分の波形値が前記閾値を超えたときに前記 評価が異常であることを伝達する請求項1または2記載 の心電信号処理方法。

【請求項4】複数の参照データを記憶しておき、前記参 照データと前記FFT解析により得られたデータとを比 較し、前記FFT解析したデータに近似する参照データ を表示する請求項1、2または3記載の心電信号処理方

【請求項5】被検者から心電信号を得るための心電信号 検出装置と、

前記心電信号を所定のタイミングでサンプルホールドし てサンプルデータを得るサンプルホールド部と、

前記データについてFFT解析を行う解析部と、

前記FFT解析の結果に基づいて心電信号の評価を行う 評価部と、

前記評価の結果を表示する表示部と、を具備する心電信 30 号処理装置。

【請求項6】前記FFT解析により得られた低次元成分 の波形値と高次元成分の波形値との間に閾値を設定する 手段を具備し、

前記高次元成分の波形値が前記閾値を超えたときに前記 表示部において異常情報を表示する請求項5記載の心電 信号処理装置。

【請求項7】前記評価部は、複数の参照データを記憶す る手段を具備し、前記参照データと前記FFT解析によ り得られたデータとを比較し、前記FFT解析したデー 40 タに近似する参照データを前記表示部に表示する請求項 5または6記載の心電信号処理装置。

【発明の詳細な説明】

[0001]

【発明の属する技術分野】本発明は、心電信号処理方法 及びその装置に関するものである。

[0002]

【従来の技術】従来の心電信号処理装置は、例えば、特 開平9-51879号公報、特開平9-70395号公 報等に開示されているが、かかる従来の装置は、図6に 50 心電信号を所定のタイミングでサンプルホールドしてサ

示すようなきょく波と呼ばれるアナログ信号からなる心 電図を得るためのものであった。このような装置により 得られた心電図についてアナログ信号から専門家の経験 に基づき、きょく波の変化から正常・異常の判断を行っ ていた。このため、心電図について、客観的で正確な解 析や判断を行うには専門的な熟練を必要としていた。

[0003]

【発明が解決しようとする課題】上述のようなアナログ の心電図についての解析・判断によれば、その波形の確 認者によりばらつきが生じてしまうことは避けられな い。本発明は、かかる従来の問題点を解消し、客観的で 正確な解析及び判断を行うことのできる心電信号処理方 法及びその装置を提供することを目的とする。

[0004]

【課題を解決するための手段】本発明の心電信号処理方 法は、被検者から心電信号を得るステップと、前記心電 信号を所定のタイミングでサンプルホールドしてサンプ ルデータを得るステップと、前記データについてFFT 解析を行うステップと、前記FFT解析の結果に基づい て前記心電信号の評価を行うステップと、前記評価の結 果を伝達するステップとを含む。

【0005】本発明によれば、心電信号についてFFT (高速フーリエ変換又は、離散的フーリエ変換) による 周波数解析を行うことにより、心電波形についての定量 的なデータを得ることができ、従来のアナログ信号では できない定量的な解析が可能となる。このため、心電図 について客観的で正確な解析や判断を容易に行うことが 可能となる。なお、FFT(高速フーリエ変換)とは、 離散型フーリエ変換を高速に行う計算アルゴリズムをい

【0006】また、前記心電信号を増幅し、その増幅さ れた心電信号をデジタル信号に変換してから前記サンプ ルデータを得ることができる。

【0007】また、前記FFT解析により得られた低次 元成分の波形値と高次元成分の波形値との間に閾値を設 定し、前記高次元成分の波形値が前記閾値を超えたとき に前記評価が異常であることを伝達することができる。 これにより、心電信号の評価を容易に行うことができ、 被検者や測定者に評価を画面表示や警告灯等により容易 に伝達することができる。

【0008】また、複数の参照データを記憶しておき、 前記参照データと前記FFT解析により得られたデータ とを比較し、前記FFT解析したデータに近似する参照 データを表示することができる。参照データに正常・異 常のデータ波形を含めておけば、その表示された近似波 形によりFFT解析データについての評価を知ることが できる。

【0009】また、本発明の心電信号処理装置は、被検 者から心電信号を得るための心電信号検出装置と、前記

ンプルデータを得るサンプルホールド部と、前記データ についてFFT解析を行う解析部と、前記FFT解析の 結果に基づいて心電信号の評価を行う評価部と、前記評 価の結果を表示する表示部とを具備する。

【0010】また、前記FFT解析により得られた低次 元成分の波形値と高次元成分の波形値との間に閾値を設 定する手段を具備し、前記高次元成分の波形値が前記閾 値を超えたときに前記表示部において異常情報を表示す る構成にできる。

具備し、前記参照データと前記FFT解析により得られ たデータとを比較し、前記FFT解析したデータに近似 する参照データを表示することができる。

【0012】なお、本装置は、前記心電信号を増幅し、 その増幅された心電信号をデジタル信号に変換するA/ D変換部を更に備えることもできる。また、異常なデー タと評価された場合には、画面に表示するだけでなく、 警告手段により知らせるように構成することもできる。

【0013】上述の装置によれば、上述した心電信号処 理方法を実行することができる。これにより、アナログ 20 れる。 心電信号についてFFT解析することにより、専門的な 知識の乏しい人で客観的で正確な解析や判断を行うこと が可能となる装置を提供することができる。

[0014]

【発明の実施の形態】以下、本発明による実施の形態に ついて図面を参照しながら説明する。図1は、本実施の 形態による心電信号処理装置のブロック図である。この 心電信号処理装置は、被検者に取り付けた電極(図示省 略)を介して被検者からの心電信号を検出する心電信号 検出装置11,この心電信号を増幅する心電信号増幅部 30 12. 増幅された心電信号をA/D変換して得られたデ ジタル信号を信号所定のタイミングでサンプルホールド するサンプルホールド・A/D変換部13,このデジタ ル信号をA/Dデータバス14を介して受け取り演算処 理を行いFFT解析を行うCPU16,及び増幅部12 の増幅率やA/D変換部13のサンプルホールドの周波 数を変える等の制御を行うアナログコントローラ15を 備える。

【0015】CPU16におけるFFT解析の結果は、 表示コントローラ19を介して表示部20において表示 40 される。また、CPUバスバッファ21を介してプリン タ22からプリント出力される。また、表示部20にお いては、心電信号増幅部12から出力されるアナログ心 電信号を切替により表示することもできる。

【OO16】また、FFT解析により被検者から得たデ ータを参照データと比較するために、参照データをRA M・ROM部18に記憶させておくことができる。この 参照データは、正常な心電図データ及び異常な心電図デ ータを含む。被検者から実際に測定して得られたFFT 解析データの信号波形と参照データの信号波形とのばら 50 の値)5c、波形の第3ピーク値(10次成分の値)1

つき(変化量)を比較し、最も近い参照データを表示部 20に表示させることができる。また、被検者の過去の 測定データをRAM・ROM部18に記憶させておき、 新たに測定したデータと比較することができ、過去と現 在のデータを比較することにより、例えば治療効果等を 確認することができる。

【0017】また、パネルインターフェイス17により 外部信号の授受を行うことができ、パネルインターフェ イス17を介して外部から参照データや過去の測定デー 【0011】また、複数の参照データを記憶する手段を 10 夕を取り込むことができ、これらのデータを上述のよう に比較のために用いることができる。また、測定データ をパネルインターフェイス17を介して外部に送信する こともできる。

> 【0018】次に、図2~図5により、アナログ心電信 号(きょく波)について図1に示した心電信号処理装置 によりFFT解析をした結果を説明する。図2(a) は、正常な場合のきょく波の一繰り返し図形を示し、左 から順に、P波、QRS波、T波が正常に表れている。 この波形は次式 $G = \sum A n \cdot s i n (\theta + \alpha n)$ で表さ

> 【0019】図2(a)に示すきょく波が繰り返される アナログ心電信号について、所定のタイミングでサンプ ルホールドしてFFT解析した結果を横軸に周波数を、 縦軸に成分次数をとって図2(b)に示す。この図2

> (b) の波形に示すように、正常なきょく波をFFT解 析すると、左側から順に第1ピーク値1a、第2ピーク 値4a、第3ピーク値11aがあらわれる。これらのピ 一ク値の関係は、波形の第1ピーク値(1次成分の値) 1 a が高く、これよりも波形の第2ピーク値(4次成分 の値) 4 a と、波形の第3ピーク値11次成分の値11 a とが低くなる。図2(b)に示すこの波形は次式 $G = A \cdot s \cdot i \cdot n \quad (\theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1) + A \cdot 2 \cdot s \cdot i \cdot n \quad (2 \cdot \theta + \alpha \cdot 1$ α 2) + · · · · · + An · s i n (n θ + α n) で表される。

【0020】図3に第1の異常な例を示し、図3(a) に示すきょく波では、P波、T波の各ピークが極めて低 い。図3(b)にそのFFT解析の結果の波形を示すよ うに、左側から順に第1ピーク値1b、第2ピーク値4 a、第3ピーク値11aがあらわれる。これらピーク値 の関係は、波形の第1ピーク値(1次成分の値)1b、 波形の第2ピーク値(5次成分の値)5b、波形の第3 ピーク値10次成分の値10bがほとんど変わらない。 また、正常な場合のきょく波をTFF解析した時に比 べ、ピーク値を示す成分がずれてしまう。

【0021】図4に第2の異常な例を示し、図4(a) に示すきょく波では、T波のピークが極めて低い。図4

- (b) にそのFFT解析の結果の波形を示し、図3
- (b) と同様の波形を示す。即ち、波形の第1ピーク値 (1次成分の値) 1 c、波形の第2ピーク値(5次成分

0 c がほとんど変わらない。

【0022】図5に第3の異常な例として房室ブロックの場合を示し、図5 (a) のようなきょく波が現れる。図5 (b) にそのFFT解析の結果の波形を示すように、左側から順に第1ピーク値(3次成分の値)3d、第2ピーク値(7次成分の値)7d、第3ピーク値(12次成分の値)12dがあらわれる。これらピーク値の関係は、第2ピーク値(7次成分の値)7dが第1ピーク値(3次成分の値)3dと、第3ピーク値(12次成分の値)12dとより高い。

【0023】以上のようなFFT解析の結果に基づいて 心電信号の評価を行う例として、低次成分(1次成分) の値と高次成分(7次、8次成分等)の値との間に閾値 を設定し、高次成分の値がその閾値を超えたときに異常 である、と判断することが挙げられる。この異常の判断 を被検者や測定者等に知らせるために、例えば表示部2 0の画面上にその旨を表示したり、またアラームを鳴ら したりする構成にできる。

【0024】また、FFT解析の結果に基づいて別の心電信号の評価を行う例として、FFT解析による波形を、RAM・ROM部18に記憶させておいた正常・異常のデータを含む各種の参照データの波形と比較して、近似する波形に対応する疾患のうたがいがある旨の表示を行うことにより、異常であるか否かを波形を見ることなく判断することが挙げられる。

【0025】以上のように、本実施の形態の心電信号処理装置によれば、従来の単にアナログ心電信号波形を得るための装置とは異なり、心電波形についての解析を定量的に行うことができるから、心電図についての専門的 12 な知識の乏しい人でも、心電信号について客観的で正確 30 16 な解析や判断を行うことができる。また、この心電信号 20 処理装置を家庭用の簡易的な医療システムなどにも備え* 22

* させる等の応用も可能である。

【0026】なお、本実施の形態では、異常な心電波形の例として三例を挙げて説明したが、本発明による心電信号処理方法・装置によれば、他の異常な心電波形の場合でも、同じように定量的な解析を行うことができる。

[0027]

【発明の効果】本発明によれば、心電信号について客観的で正確な解析・判断を行うことのできる心電信号処理 方法及びその装置を提供することができる。

10 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による実施の形態の心電信号処理装置を 示すブロツク図である。

【図2】正常なアナログ心電信号の波形を示す図

- (a)、及びそのFFT解析の結果の波形を示す図
- (b) である。

【図3】第1の異常な例のアナログ心電信号の波形を示す図(a)、及びそのFFT解析の結果の波形を示す図(b)である。

【図4】第2の異常な例のアナログ心電信号の波形を示20 す図(a)、及びそのFFT解析の結果の波形を示す図(b)である。

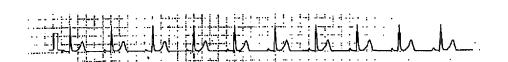
【図5】第3の異常な例のアナログ心電信号の波形を示す図(a)、及びそのFFT解析の結果の波形を示す図(b)である。

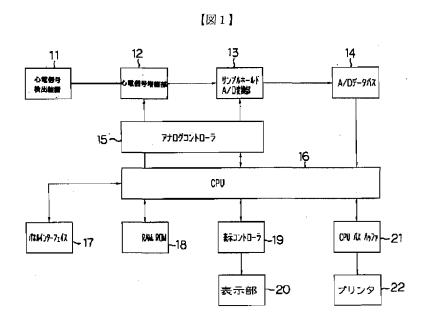
【図 6】 従来のきょく波(アナログ心電信号の波形)を示す図である。

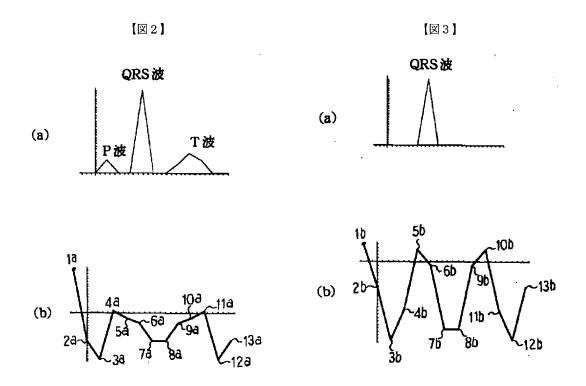
【符号の説明】

- 11 心電信号検出装置
- 12 心電信号増幅部
- 30 16 FFT解析等を行うCPU
 - 20 表示部
 - 22 プリンタ

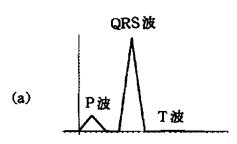
【図6】







[図4]



【図5】



